

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭63-200115

⑬ Int.Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 昭和63年(1988)8月18日

G 02 B 23/26
A 61 B 1/00
G 02 B 23/24

3 0 0

B-8507-2H
E-7305-4C
B-8507-2H

審査請求 未請求 発明の数 1 (全4頁)

⑮ 発明の名称 内視鏡装置

⑯ 特 願 昭62-34024

⑰ 出 願 昭62(1987)2月17日

⑱ 発 明 者 矢 部 久 雄 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

⑳ 代 理 人 弁理士 伊 藤 進

明 細 書

1. 発明の名称

内視鏡装置

2. 特許請求の範囲

体腔内を交互に照明する一対の照明手段と、各々の照明光によって得られる体腔内像を可視化する手段と、左右の視界を照明と同期して交互に遮断する遮断手段とから構成したことを特徴とする内視鏡装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、体腔内を擬似立体的に観察する内視鏡装置に関する。

〔従来の技術及び発明が解決しようとする課題〕

近年、体腔内に細長に形成された挿入部を挿入することにより体腔内臓器等の観察を行ったり、必要に応じて処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置のできる内視鏡が広く用いられるようになった。

従来の内視鏡では、体腔内を遠近感のない平面

としてしか見ることができないため、例えば診断指標として非常に重要な体腔壁表面の微細な凹凸を観察することが困難であるという問題点がある。

これに対処するに、特開昭57-69839号公報にはイメージガイドの一対に対物レンズを設け、他端に接眼レンズを設けて、前記2本のイメージガイドを一対として内視鏡挿入部に内装し、一対の対物レンズと観察対象点とのなす偏角を立体視可能な角度となるようにして体腔内を観察できるようにした技術が開示されている。しかしながら、この先行技術によると、内視鏡挿入部の外径が大きくなり患者への負担が増すことになる。内視鏡挿入部は、患者に対しては異物感を覚悟するとともに、術者にとっては体腔内の狭窄部が観察することができるように極力小径が望ましい。

〔発明の目的〕

本発明は、前述の事情に鑑みてなされたものであり、挿入部が小径であって、体腔壁表面の微細な凹凸を観察できるようにした内視鏡装置を提供することを目的としている。

【問題点を解決するための手段及び作用】

本発明は、体腔内を交互に照明する一対の照明手段と、各々の照明光によって得られる体腔内像を可視化する手段と、照明に同期して左右の視界を交互に遮断する遮断手段とから構成することによって体腔壁表面の微細な凹凸を観察できるようにしたものである。

【実施例】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

第1図ないし第3図は本発明の第1実施例に概り、第1図は内視鏡装置の構成を示す説明図、第2図は内視鏡挿入部の先端部の構成を示す説明図、第3図は第2図のA矢視方向断面図である。

本実施例は、本発明を電子内視鏡に適用したものである。

第1図のように内視鏡1の細長で例えば可撓性の挿入部2の先端には対物レンズ系3と、これを挟むように1対の照明レンズ4、4が配設されている。前記対物レンズ系3の後方には照明レンズ

スイッチ18が立体観察モードのときは、光源ランプ19、19を各々交互に例えば毎秒30回点灯させ、この点灯と同期して遮光メガネ22の遮光フィルタ23の一方を透過状態とし、他方を遮光状態とするように接続されている。なお、ツイストネマチック液晶は、液晶を両面から互いに90°回転させた2枚の偏光板で挟み込んだ構成となっており、液晶素子内の電極に電圧が印加された場合遮光され、電圧が印加されていない場合光は透過状態になる。

前記ビデオプロセス回路16は、固体撮像素子8からの出力信号をNTSC等の標準ビデオ信号としてモニタ24へ出力する。

なお、第2図において、挿入部2の先端の照明レンズ4、4は対物レンズ系3によって観察ができる体腔内をそれぞれが単独で照明できるように対物レンズ系3を両側から挟むように配設されている。さらに第3図に示すように前記対物レンズ系3上方には送気送水ノズル6、下方には電子チャンネル7が挿通されている。

4、4によって照し出された像を電気変換するための例えば固体撮像素子8が配設されている。固体撮像素子8の後方には映像信号を送る信号線9が、前記照明レンズ4、4の後方に延設されたライトガイド11、11とともに挿入部2に内装され挿入部2後端に連設された太径の操作部12を経て光源装置13、制御回路14およびビデオプロセス回路16が内蔵された制御装置17に接続されるようになっている。

前記操作部12には後述するモード切換スイッチ18が配設され、制御装置17に接続されている。制御装置17に内蔵された光源装置13は、体腔内を照明するための光源ランプ19、19および集光レンズ21、21から構成されている。制御回路14は前記操作部12のモード切換スイッチ18が通常観察モードのときは光源ランプ19、19を例えば毎秒60回同時に点灯させるとともに術者の使用する遮光メガネ22の例えばツイストネマチック液晶を使った液晶シャッタである遮光フィルタ23を透過状態とし、モード切換

本実施例は、2つの照明レンズ4、4で交互に照明し、そのときの体腔内像を顕微鏡現象によって擬似立体的に観察できるようにしている。

操作部12のモード切換スイッチ18が通常観察モードのとき、光源ランプ19、19は例えば毎秒60回同時に点灯し、両側の照明レンズ4、4から照明した体腔内像を1秒間にAフィールド及びBフィールド走査を各々30回行ない30フレームでモニタ24に表示するが、モード切換スイッチ18が立体観察モードのとき、第2図のように光源ランプ19、19は各々交互に例えば毎秒30回点灯し、片側の照明レンズ4の照明による像をモニタ24に表示する。つまり、例えばNTSCのAフィールドでは、右側の照明レンズ4で照明された像が表示され、Bフィールドでは左側の照明レンズ4で照明された像が表示される。一方、遮光メガネ22は前記光源ランプ19、19の点灯と同期してAフィールドでは左目用の遮光フィルタ23を遮光状態にし、右目用の遮光フィルタ23を透過状態にして右目だけでモニタ2

4を見るようにし、Bフィールドでは右目用の遮光フィルタ23を遮光状態にし、左目用の遮光フィルタ23を透過状態として、左目だけでモニタ24を見るようにしている。このように対物光学系の照射左右方向から交互に照明を行い、それぞれの観察像を左右の一方の目に対応させて交互に観察する。これをすばやく行なうことにより、残像現象により疑似立体像を観察することができる。これは、正確な立体像ではないが、影の出方が照明方向により異なるので凹凸の認識に有効である。また、この方法ではすべての観察距離（対物レンズ系3と体腔壁との距離）において有効ではなく、比較的近づいた時に効果がある。早期ガン等の微小病変を詳細に観察するときは、比較的近づいて見るので、このことは欠点とならない。また、病変が左右の照明レンズ4、4の間にあるか、どちらかの照明レンズ4、4よりも外側にあるかによって、影の見え方が異なるが、ゼン動等によって病変の位置が移動することにより、病変部がいろいろな見え方となる。そのためより多くの情報を得

ることができる。一般に、内視鏡1には、照明レンズ4を2個持ったものが多く、照明レンズ4は対物レンズ系3よりも小さくてもよいので、対物レンズ系3を2個設けるものに比べて挿入部2を細径とすることができる。また必要な光量は照明レンズ4が1個でも2個でも基本的に同じであり、2個にすると、1個のときより各々の照明レンズ4は小さくできるので内視鏡挿入部2がそれによって極度に太くなることはない。

尚、図示しない調光機構により、固体光源素子8の出力レベルが一定になるように光源ランプ19、19の発光量が制御されるが、観察距離が遠い時は多くの光量が必要であり、近い時は少なくてよい。そこで、立体観察モードにおいても観察距離が遠くなり、1個の光源ランプ19だけでは発光量が限界になった場合自動的に通常観察モードに切り換わるようにしてもよい。その際、2個の光源ランプ19、19およびライトガイド11、11の明るさを遠慮を観察できる限界まで減るようすればライトガイド11の径は少なくなり、

いっそう挿入部2の細径化が可能である。

第4図は第2実施例であり、光源装置に回転円板を使用した場合の説明図である。

第4図において通孔27を有する回転円板28を図示しないモータで、例えば毎秒30回転させることにより、第1実施例の光源ランプ19を点滅させる場合と同じ効果を持たせたものである。

第5図は第3実施例であり、イメージガイドによって疑似立体像を得るための説明図である。

第5図において、挿入部2先端には1個の対物レンズ系3と1対の照明レンズ4、4とを配設している。照明レンズ4、4の設け方には、それぞれ例えばLEDのような光源ランプ19、19を設け、直接体腔内を照明するようにしている。対物レンズ系3後方には、イメージガイド29を逆設し、挿入部2の内部を挿通して、後端の太径である操作部12へ接続される。操作部12ではイメージガイド29後方に分光プリズム31および鏡32で光量を分割する。分割された光路中にはそれぞれ2枚の接眼レンズ33、33に収められた遮

光フィルタ23が配設されている。なお、遮光フィルタ23の働きについては、第1実施例と同様である。

本実施例によれば、第1実施例に比べ制御装置を簡略化することができ、内視鏡装置全体を小型化することができる。

〔発明の効果〕

本発明によれば、内視鏡挿入部を太くすることなく、疑似立体像を作り出すことができ、体腔内腔表面の微細な凹凸を観察できるという効果がある。

4. 図面の簡単な説明

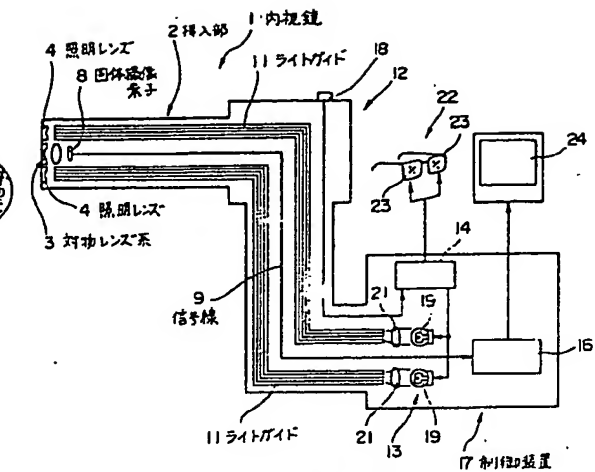
第1図ないし第3図は本発明の第1実施例に係り、第1図は内視鏡装置の構成を示す説明図、第2図は内視鏡挿入部の先端部の構成を示す説明図、第3図は第2図のA矢視方向断面図、第4図は本発明の第2実施例を示し、光源装置に回転円板を使用した場合の説明図、第5図は本発明の第3実施例を示し、イメージガイドによって疑似立体像を得るための説明図である。

- 3 - 対物レンズ系
- 4 - 照明レンズ
- 8 - 固体発光素子
- 11 - ライトガイド
- 17 - 制御装置

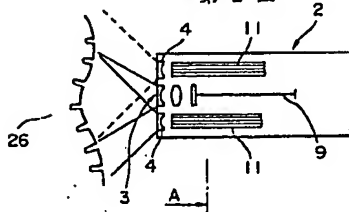
代理人 弁理士

伊藤

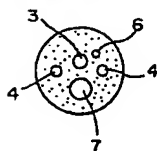
進



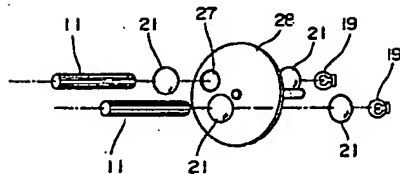
第 2 図



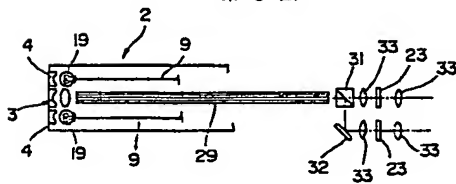
第 3 図



第 4 図



第 5 図

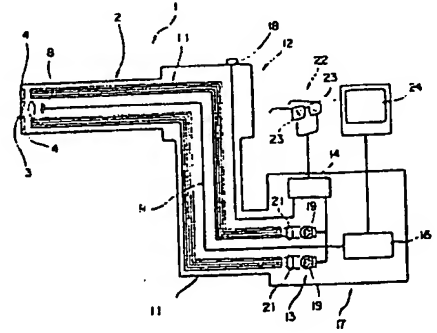


(54) ENDOSCOPE DEVICE

(11) 63-200115 (A) (43) 18.8.1988 (19) JP
(21) Appl. No. 62-34024 (22) 17.2.1987
(71) OLYMPUS OPTICAL CO LTD (72) HISAO YABE
(51) Int. Cl. G02B23/26, A61B1/00, G02B23/24

PURPOSE: To observe a minute ruggedness on the wall surface of a body cavity by constituting an endoscope device of a pair of illuminating means which alternately illuminate the inside of the body cavity, means which convert body cavity inside images obtained by respective illuminating light to visible images, and a shielding means which alternately shields right and left visual fields synchronously with illumination.

CONSTITUTION: The body cavity inside is alternately illuminated by two illuminating lenses 4 and 4 and body cavity inside images at this time are falsely stereoscopically observed by the after image phenomenon. Meanwhile, light shielding glasses 22 have a light shielding filter 23 for left eye set to the light shielding state and have a light shielding filter 23 for right eye set to the transmission state in a field A synchronously with lighting of light source lamps 19 and 19 to see a monitor 24 with only the right eye, and the glasses 22 have the light shielding filter 23 for right eye set to the light shielding state and have that for left eye set to the transmission state in a field B to see the monitor with only the left eye. The object is alternately illuminated from the right and the left of an objective optical system and respective observation images are allowed to correspond to right and left eyes and are alternately observed in this manner. Thus, a false stereoscopic image is observed by the after image phenomenon.



1: endoscope, 2: insertion part, 3: objective lens system.
8: solid-state image pickup element, 9: signal line, 11:
light guide, 17: controller

359/600

⑨ 日本国特許庁 (JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報 (A)

昭63-200115

⑬ Int. Cl.

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 昭和63年(1988) 8月18日

G 02 B 23/26
A 61 B 1/00
G 02 B 23/24

3 0 0

B-8507-2H
E-7305-4C
B-8507-2H

審査請求 未請求 発明の数 1 (全4頁)

⑮ 発明の名称 内視鏡装置

⑯ 特 願 昭62-34024

⑰ 出 願 昭62(1987) 2月17日

⑱ 発 明 者 矢 部 久 雄 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

⑳ 代 理 人 弁理士 伊 藤 進

明 細 書

1. 発明の名称

内視鏡装置

2. 特許請求の範囲

体腔内を交互に照明する一対の照明手段と、各々の照明光によって得られる体腔内像を可視化する手段と、左右の視野を照明と同期して交互に遮断する遮断手段とから構成したことを特徴とする内視鏡装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、体腔内を擬似立体的に観察する内視鏡装置に関する。

〔従来の技術及び発明が解決しようとする問題点〕

近年、体腔内に細長に形成された挿入部を挿入することにより体腔内臓器等の観察を行ったり、必要に応じて処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置のできる内視鏡が広く用いられるようになった。

従来の内視鏡では、体腔内を遠近感のない平面

としてしか見ることができないため、例えば診断指標として非常に重要な体腔壁表面の微細な凹凸を観察することが困難であるという問題点がある。

これに対処するに、特開昭57-69839号公報にはイメージガイドの一対に対物レンズを設け、他端に接眼レンズを設けて、前記2本のイメージガイドを一対として内視鏡挿入部に内装し、一対の対物レンズと観察対象点とのなす幅角を立体視可能な角度となるようにして体腔内を観察できるようにした技術が開示されている。しかしながら、この先行技術によると、内視鏡挿入部の外径が大きくなり患者への負担が増すことになる。内視鏡挿入部は、患者に対しては異物感を覚悟するとともに、術者にとっては体腔内の狭窄部が観察することができるように極力小径が望ましい。

〔発明の目的〕

本発明は、前述の事情に鑑みてなされたものであり、挿入部が小径であって、体腔壁表面の微細な凹凸を観察できるようにした内視鏡装置を提供することを目的としている。

【問題点を解決するための手段及び作用】

本発明は、体腔内を交互に照明する一対の照明手段と、各々の照明光によって得られる体腔内像を可視化する手段と、照明に同期して左右の視界を交互に遮断する遮断手段とから構成することによって体腔壁表面の微細な凹凸を観察できるようにしたものである。

【実施例】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

第1図ないし第3図は本発明の第1実施例に概り、第1図は内視鏡装置の構成を示す説明図、第2図は内視鏡挿入部の先端部の構成を示す説明図、第3図は第2図のA矢視方向断面図である。

本実施例は、本発明を電子内視鏡に適用したものである。

第1図のように内視鏡1の細長で例えば可撓性の挿入部2の先端には対物レンズ系3と、これを挟むように1対の照明レンズ4、4が配設されている。前記対物レンズ系3の後方には照明レンズ

4、4によって照し出された像を電気変換するための例えば固体撮像素子8が配設されている。固体撮像素子8の後方には映像信号を送る信号線9が、前記照明レンズ4、4の後方に延設されたライトガイド11、11とともに挿入部2に内装され挿入部2後端に連設された太径の操作部12を経て光源装置13、制御回路14およびビデオプロセス回路16が内蔵された制御装置17に接続されるようになっている。

前記操作部12には後述するモード切換スイッチ18が配設され、制御装置17に接続されている。制御装置17に内蔵された光源装置13は、体腔内を照明するための光源ランプ19、19および集光レンズ21、21から構成されている。制御回路14は前記操作部12のモード切換スイッチ18が通常観察モードのときは光源ランプ19、19を例えば毎秒60回同時に点灯させるとともに術者の使用する遮光メガネ22の例えばツイストネマチック液晶を使った液晶シャッタである遮光フィルタ23を透過状態とし、モード切換

スイッチ18が立体観察モードのときは、光源ランプ19、19を各々交互に例えば毎秒30回点灯させ、この点灯と同期して遮光メガネ22の遮光フィルタ23の一方を透過状態とし、他方を遮光状態とするように接続されている。なお、ツイストネマチック液晶は、液晶を両面から互いに90°回転させた2枚の偏光板で挟み込んだ構成となっており、液晶素子内の電極に電圧が印加された場合遮光され、電圧が印加されていない場合光は透過状態になる。

前記ビデオプロセス回路16は、固体撮像素子8からの出力信号をNTSC等の標準ビデオ信号としてモニタ24へ出力する。

なお、第2図において、挿入部2の先端の照明レンズ4、4は対物レンズ系3によって観察ができる体腔内をそれぞれが単独で照明できるように対物レンズ系3を両側から挟むように配設されている。さらに第3図に示すように前記対物レンズ系3上方には送気送水ノズル6、下方には電子チャンネル7が挿通されている。

本実施例は、2つの照明レンズ4、4で交互に照明し、そのときの体腔内像を観察現象によって疑似立体的に観察できるようにしている。

操作部12のモード切換スイッチ18が通常観察モードのとき、光源ランプ19、19は例えば毎秒60回同時に点灯し、両側の照明レンズ4、4から照明した体腔内像を1秒間にAフィールド及びBフィールド走査を各々30回行ない30フレームでモニタ24に表示するが、モード切換スイッチ18が立体観察モードのとき、第2図のように光源ランプ19、19は各々交互に例えば毎秒30回点灯し、片側の照明レンズ4の照明による像をモニタ24に表示する。つまり、例えばNTSCのAフィールドでは、右側の照明レンズ4で照明された像が表示され、Bフィールドでは左側の照明レンズ4で照明された像が表示される。一方、遮光メガネ22は前記光源ランプ19、19の点灯と同期してAフィールドでは左目用の遮光フィルタ23を遮光状態にし、右目用の遮光フィルタ23を透過状態にして右目だけでモニタ2

4を見るようにし、Bフィールドでは右目用の遮光フィルタ23を遮光状態にし、左目用の遮光フィルタ23を透過状態として、左目だけでモニタ24を見るようにしている。このように対物光学系の観察左右方向から交互に照明を行い、それぞれの観察像を左右の一方の目に対応させて交互に観察する。これをすばやく行なうことにより、残像現象により疑似立体像を観察することができる。これは、正確な立体像ではないが、影の出方が照明方向により異なるので凹凸の認識に有効である。また、この方法ではすべての観察距離（対物レンズ系3と体腔壁との距離）において有効ではなく、比較的近づいた時に効果がある。早期ガン等の微小病変を詳細に観察するときは、比較的近づいて見るので、このことは欠点とならない。また、病変が左右の照明レンズ4、4の間にあるか、どちらかの照明レンズ4、4よりも外側にあるかによって、影の見え方が異なるが、ゼン動等によって病変の位置が移動することにより、病変部がいろいろな見え方となる。そのためより多くの情報を得

ることができる。一般に、内視鏡1には、照明レンズ4を2個持ったものが多く、照明レンズ4は対物レンズ系3よりも小さくてもよいので、対物レンズ系3を2個設けるものに比べて挿入部2を細径とすることができる。また必要な光量は照明レンズ4が1個でも2個でも基本的に同じであり、2個にすると、1個のときより各々の照明レンズ4は小さくできるので内視鏡挿入部2がそれによって極度に太くなることはない。

尚、図示しない調光機構により、固体電燈素子8の出力レベルが一定になるように光源ランプ19、19の発光量が制御されるが、観察距離が遠い時は多くの光量が必要であり、近い時は少なくてよい。そこで、立体観察モードにおいても観察距離が遠くなり、1個の光源ランプ19だけでは発光量が限界になった場合自動的に通常観察モードに切り換わるようにしてもよい。その際、2個の光源ランプ19、19およびライトガイド11、11の明るさを適宜に調整できる限界まで絞るようにすればライトガイド11の量は少なくなり、

いっそう挿入部2の細径化が可能である。

第4図は第2実施例であり、光源装置に回転円板を使用した場合の説明図である。

第4図において透孔27を有する回転円板28を図示しないモータで、例えば毎秒30回転させることにより、第1実施例の光源ランプ19を点滅させる場合と同じ効果を持たせたものである。

第5図は第3実施例であり、イメージガイドによって疑似立体像を得るための説明図である。

第5図において、挿入部2先端には1個の対物レンズ系3と1対の照明レンズ4、4とを配設している。照明レンズ4、4の役方には、それぞれ例えばLEDのような光源ランプ19、19を設け、直接体腔内を照明するようにしている。対物レンズ系3役方には、イメージガイド29を連設し、挿入部2の内端を挿通して、後端の太径である操作部12へ接続される。操作部12ではイメージガイド29役方に分光プリズム31および鏡32で光量を分割する。分割された光路中にはそれぞれ2枚の接眼レンズ33、33に収められた遮

光フィルタ23が配設されている。なお、遮光フィルタ23の働きについては、第1実施例と同様である。

本実施例によれば、第1実施例に比べ制御装置を簡略化することができ、内視鏡装置全体を小型化することができる。

【発明の効果】

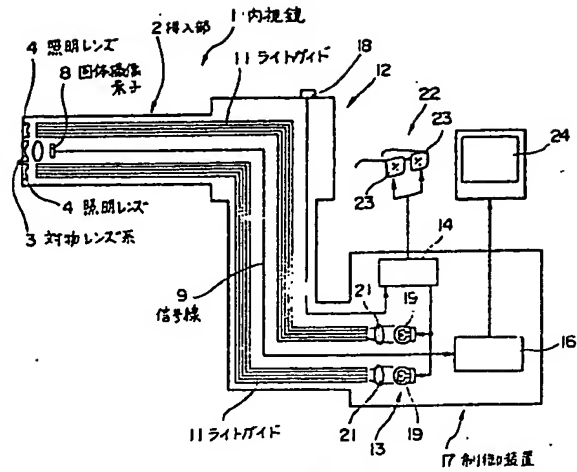
本発明によれば、内視鏡挿入部を太くすることなく、疑似立体像を作り出すことができ、体腔内腔表面の微細な凹凸を観察できるという効果がある。

4. 図面の簡単な説明

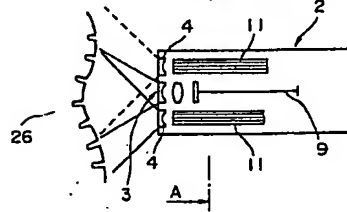
第1図ないし第3図は本発明の第1実施例に係り、第1図は内視鏡装置の構成を示す説明図、第2図は内視鏡挿入部の先端部の構成を示す説明図、第3図は第2図のA矢視方向断面図、第4図は本発明の第2実施例を示し、光源装置に回転円板を使用した場合の説明図、第5図は本発明の第3実施例を示し、イメージガイドによって疑似立体像を得るための説明図である。

- 3 - 対物レンズ系
- 8 - 固体発光素子
- 11 - ライトガイド
- 4 - 照明レンズ
- 9 - 信号線
- 17 - 制御装置

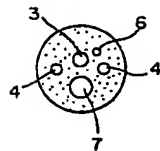
代理人 弁理士 伊藤 進



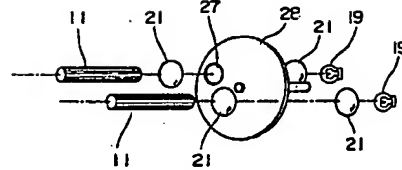
第 2 図



第 3 図



第 4 図



第 5 図

